



**University of
Zurich^{UZH}**

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2018

Hydrophilic implant surfaces – a clinical and scientific update (in German)

Bosch, Gabriel ; Stübinger, Stefan ; Rücker, Martin ; Stadlinger, Bernd

Abstract: The modification of the implant surface influences implant osseointegration. A physico-chemical means to modify implant surfaces is the creation of hydrophilic surfaces. The aim is an accelerated osseointegration for earlier implant loading and possibly the increase of bone quantity and quality. This review gives an update on the current scientific knowledge on hydrophilic implant surfaces. In vitro, hydrophilic titanium surfaces exhibit different positive effects on hard and soft tissues with significant differences to hydrophobic surfaces. Several cell types and the initial wound healing phase are positively affected. In vivo, an increased osseointegration is detected in the early phase of wound healing. In later stages these significant differences are rarely detectable. Based on clinical trials, early implant loading of hydrophilic surfaces is considered safe and predictable. There is only few data on hydrophilic surfaces in areas of reduced bone quality or quality.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-152304>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Bosch, Gabriel; Stübinger, Stefan; Rücker, Martin; Stadlinger, Bernd (2018). Hydrophilic implant surfaces – a clinical and scientific update (in German). *Swiss Dental Journal*, 128(1):33-39.

GABRIEL BOSCH¹
 STEFAN STÜBINGER²
 MARTIN RÜCKER¹
 BERND STADLINGER¹

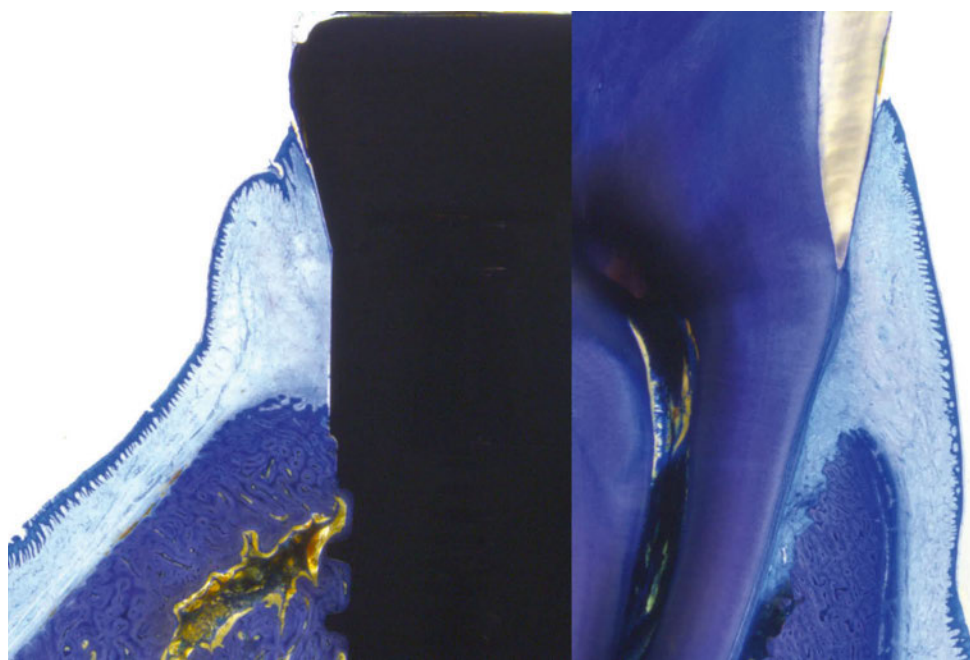
¹ Clinique de chirurgie cranio-maxillo-faciale et orale, Centre de médecine dentaire de l'Université de Zurich, Hôpital universitaire de Zurich

² Centre de recherche de pointe en chirurgie cranio-maxillo-faciale, Université de Bâle

CORRESPONDANCE

Dr. Gabriel Bosch
 Klink für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie – Klinik für Oralchirurgie Zentrum für Zahnmedizin der Universität Zürich, Universitätsspital Zürich
 Plattenstrasse 11
 CH-8032 Zürich
 Tél. +41 44 634 33 01
 Fax +41 44 634 43 03
 E-mail: gabriel.bosch@zzm.uzh.ch

Traduction: Jacques Rossier et Thomas Vauthier



Surfaces implantaires hydrophiles

Mise à jour sur la clinique et la recherche

MOTS-CLÉS

Ostéo-intégration, hydrophile, surface implantaire, stabilité de l'implant

Image en haut: Profils de sortie de la dent et de l'implant; coupe histologique fine (300 µm), cochon nain
 Image: PD Dr Stefan Stübinger et coll., Musculoskeletal Research Unit, Zurich

RÉSUMÉ

La modification de la surface des implants est l'une des possibilités d'influencer leur ostéo-intégration. L'hydrophilisation des surfaces implantaires est l'une des modifications possibles de leurs propriétés physico-chimiques. L'objectif est d'accélérer la néoformation osseuse péri-implantaire pour sécuriser la mise en charge précoce. Il est intéressant de déterminer s'il est possible d'obtenir une augmentation quantitative et une amélioration qualitative de la néoformation osseuse. Cela pourrait aussi présenter des avantages lorsque le site osseux n'est pas optimal. Un nombre croissant de patients souffrent de maladies chroniques, sont soumis à des radiothérapies ou à des traitements médicamenteux systémiques qui influencent le métabolisme osseux. Dans ces cas on voit également des avantages.

Ce travail de revue présente une mise à jour sur les études actuelles relatives aux surfaces implantaires hydrophiles. In vitro, les surfaces hydrophiles en titane présentent des propriétés positives sur les tissus durs et mous, avec des différences significatives par rapport aux surfaces hydrophobes. Différents types de cellules intervenant dans la phase initiale de la guérison sont influencées favorablement. In vivo, une ostéo-intégration accélérée est mise en évidence au cours de la phase de guérison précoce, alors que dans les phases ultérieures, ces différences significatives ne sont que partiellement détectables. Sur la base des études existantes, les concepts de mise en charge précoce sont considérés comme sûrs et prédictibles avec les surfaces implantaires hydrophiles. Lorsque la qualité osseuse est réduite, il existe peu de données sur l'ostéo-intégration.

Introduction

Chez les patients partiellement ou complètement édentés, la réhabilitation orale par implants est une méthode de traitement fiable et de haute qualité, permettant d'obtenir un ancrage stable des restaurations prothétiques (BUSER ET COLL. 2012; SRINIVASAN ET COLL. 2016).

Le succès de l'implantation dépend de la guérison péri-implantaire de l'os et des tissus mous. Cela implique l'obtention d'une stabilité secondaire suffisante de l'implant grâce à une néoformation osseuse favorable au niveau de l'interface os-implant (SCHWARTZ ET COLL. 2005), ainsi que l'absence durable – et stable à long terme – d'inflammation péri-implantaire. Après l'insertion de l'implant dans l'os, les phases de cicatrisation se réalisent. Le forage osseux suivi de l'insertion de l'implant correspond à une intervention opératoire, qui implique un traumatisme local et initie un processus de guérison complexe (cicatrisation et régénération) (VON WILMOWSKY ET COLL. 2014). Lors de la phase de guérison initiale, très importante, l'insertion de l'implant entraîne le contact du sang avec la surface de l'implant. Il en résulte une polymérisation de la fibrine avec aggrégation de plaquettes sanguines (thrombocytes), d'ions et de protéines plasmatiques. La cascade intrinsèque de la coagulation sanguine est activée et aboutit à la formation d'un caillot sanguin, qui sert de matrice pour la néoangiogenèse, le dépôt de matrice extracellulaire et l'invasion de cellules impliquées dans l'ostéogenèse. La néoformation osseuse ultérieure peut se réaliser en tant qu'ostéogenèse à distance, à partir de l'os porteur en direction de l'implant, ou dans le sens d'une ostéogenèse de contact à la surface de l'implant, en direction de l'os porteur (DAVIES 2003). L'os péri-implantaire est soumis en conséquence à un remodelage métabolique. La stabilité primaire post-insertion, influencée par la forme de l'implant et par l'os porteur, diminue ensuite, alors que la stabilité secondaire qui résulte de la néoformation osseuse augmente progressivement. Les mesures de stabilité montrent que la stabilité de l'implant est minimale 2 à 3 semaines après l'insertion (RAGHAVENDRA ET COLL. 2005) (fig. 1). Pendant la période suivante, il y a un équilibre constant entre la résorption et la néoformation osseuse: l'os est continuellement remodelé en fonction de la charge qui s'exerce sur l'implant.

L'intégration d'un implant dans l'os a été décrite il y a près de 50 ans par Brånemark et définie en tant qu'ostéo-intégration (BRANEMARK ET COLL. 1969; BRANEMARK ET COLL. 1983). Depuis lors, une grande variété de formes d'implants, de dimensions, de matériaux, de topographies de surface, de connexions implants-piliers et de méthodes de modification des surfaces implantaires ont été développées et étudiées intensivement pendant de nombreuses années (JUNKER ET COLL. 2009).

Ces dernières années, la recherche sur les implants s'est focalisée notamment sur les surfaces implantaires dont la topographie, la mouillabilité et le revêtement ont été modifiés de diverses manières. Le but étant d'influencer positivement, à court et à long terme, les facteurs de guérison et de cicatrisation des tissus péri-implantaires durs et mous (DOHAN EHRENFEST ET COLL. 2010). La surface de l'implant influence son environnement direct. Celui-ci inclut l'adhésion ainsi que le comportement des bactéries, des protéines, des ostéoblastes et ostéoclastes, de la fibrine et des thrombocytes. Ainsi, les processus de coagulation sanguine, d'angiogenèse et de régénération osseuse sont influencés, de même que la formation de la manchette de tissus mous autour du col de l'implant.

Les nombreuses possibilités de modifier les caractéristiques des implants font qu'il existe aujourd'hui, sur le marché inter-

national, plus de 1000 systèmes d'implants (JUNKER ET COLL. 2009). Malgré les innovations techniques constantes, il est rare que l'implantation échoue en raison d'une rupture du matériau (SANIVARAPU ET COLL. 2016). La demande de production d'implants plus courts et plus fins, obtenant néanmoins les mêmes taux de succès pour la même charge, impose des exigences matérielles et techniques élevées. A cet égard, le développement de nouveaux matériaux pour la réalisation des implants est particulièrement intéressant. Par rapport aux complications dues à des matériaux, les complications provoquées par des facteurs biologiques sont significativement plus fréquentes, dans le sens notamment d'une cicatrisation/ostéo-intégration insuffisante et/ou d'une inflammation secondaire. En ce qui concerne la néoformation osseuse péri-implantaire après l'insertion de l'implant, on distingue les complications précoces et tardives. La perte d'implant primaire se produit au cours des premiers mois suivant l'intervention en raison d'une ostéo-intégration insuffisante, rapportée chez 1–2% des patients (CHRCANOVIC ET COLL. 2014). Après une ostéo-intégration réussie, une perte d'implant secondaire provoquée par une péri-implantite peut survenir après plusieurs années, chez 5% environ des patients (SMEETS ET COLL. 2014). Dans une revue systématique, la prévalence moyenne pondérée de la mucosite péri-implantaire calculée par Derks & Tomasi en 2015 était de 43% chez 1196 patients avec 4209 implants, alors que pour la péri-implantite, la prévalence moyenne était de 22% chez 2131 patients avec 8893 implants (DERKS & TOMASI 2015).

En raison des progrès médicaux dans le domaine des traitements médicamenteux systémiques, les facteurs d'influence systémiques sur le corps et donc sur le métabolisme osseux augmentent. Les exigences posées au médecin-dentiste pratiquant la technique des implants augmentent donc quant à la connaissance de ces facteurs, afin que l'indication de la pose d'implants

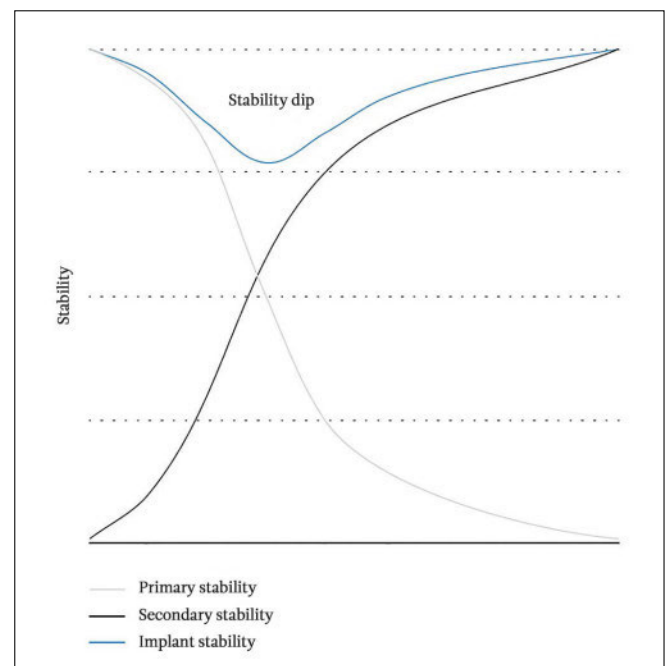


Fig. 1 Diminution de la stabilité de l'implant: 2 à 3 semaines après l'insertion, la stabilité mécanique de l'implant est minimale. A partir du moment de l'insertion, la stabilité primaire diminue progressivement alors que la stabilité secondaire augmente. Avec l'aimable autorisation de l'éditeur (Quintessenz-Verlag, RAGHAVENDRA ET AL. 2005)

puisse être posée correctement. Parallèlement, de nouveaux développements sont réalisés dans la technologie des implants; il s'agit donc de déterminer dans quelle mesure ces acquisitions permettent d'élargir les indications de la pose d'implants, pour des résultats thérapeutiques qui restent équivalents et prévisibles. Avec l'augmentation de l'espérance de vie dans les pays occidentaux, la prévalence de certaines maladies et des traitements médicamenteux qui y sont associés augmente, ce qui peut affecter également le métabolisme osseux et la cicatrisation. Par exemple, l'ostéointégration d'un implant peut être affectée par des facteurs tels que les traitements immunosuppresseurs, le diabète, l'administration de bisphosphonates ou la radiothérapie antérieure de maladies tumorales (GOMEZ-DE DIEGO ET COLL. 2014).

Compte tenu de l'augmentation des exigences relatives aux traitements implantaire, on peut se demander dans quelle mesure les nouvelles technologies peuvent encore faire face à des défis biologiques qui ne cessent de s'accroître. En tant que matériau d'implant, le titane et ses alliages ont fait leurs preuves depuis de nombreuses années en raison de leur biocompatibilité élevée, de leur résistance à la corrosion et de leurs excellentes propriétés mécaniques (DOHAN EHRENFEST ET COLL. 2010). Quant à la structure de surface des implants, il faut relever que les surfaces implantaires microrugueuses se sont établies en tant que standard et exercent une influence positive sur le contact os-implant (FISCHER & STENBERG 2012). Les surfaces microrugueuses influencent positivement la différenciation et l'adhésion des ostéoblastes (HEMPEL ET COLL. 2013). Des études cliniques à long terme ont montré que les implants en titane dotés de surfaces microrugueuses ont des taux de survie élevés (VAN VELZEN ET COLL. 2015). Une nouvelle approche technologique est l'utilisation des surfaces implantaires hydrophiles.

Surfaces implantaires hydrophiles

L'un des objectifs principaux de la modification des surfaces implantaires est d'accélérer et d'améliorer qualitativement la phase de guérison initiale de l'ostéo-intégration. Cela devrait permettre d'obtenir le plus haut degré possible de contact os-implant (COI) et d'établir rapidement la stabilité secondaire de l'implant. En fonction de leur énergie de surface (appelée aussi tension d'interface), les surfaces implantaires exercent une influence sur la liaison précoce des protéines. L'énergie de surface des implants classiques en titane est relativement faible du fait de leur contamination naturelle par les hydrocarbures et les carbonates de l'air ambiant, et en raison de la nature hydrophobe de ce matériau (SCHWARZ ET COLL.

2009). Une énergie de surface accrue avec des propriétés hautement hydrophiles devrait améliorer la phase de guérison initiale. Les facteurs d'influence sont ici la liaison aux protéines ainsi que la différenciation et la maturation des ostéoblastes. L'objectif visé est d'obtenir avec ces facteurs précoces un effet positif sur le contact ultérieur os-implant et sur la stabilité secondaire (ZHAO ET COLL. 2005; SMEETS ET COLL. 2016). Comparativement à d'autres techniques nouvelles de modification des surfaces implantaires – p. ex. le revêtement avec des facteurs bioactifs –, il est relativement facile d'obtenir une surface hydrophile. Ce changement réversible de la surface de l'implant empêche la contamination par les carbonates et crée une surface très réactive (TUGULU ET COLL. 2010). Actuellement, deux types d'implants dotés de surfaces hydrophiles sont commercialisés pour l'utilisation clinique (SLActive, Straumann, Suisse, et Inicell, Thommen Medical, Suisse). Les surfaces hydrophiles sont définies par un angle de contact avec l'eau de $5-90^\circ$, et les surfaces hydrophobes, par un angle de contact avec l'eau $>90^\circ$; les surfaces dont l'angle de contact avec l'eau est $<5^\circ$ sont décrites comme superhydrophiles. L'angle de contact avec l'eau décrit l'angle d'une surface avec le côté externe d'une gouttelette d'eau reposant sur la surface; plus la surface est hydrophile, plus la gouttelette d'eau s'étale sur la surface. La surface de l'implant Inicell est sablée avec de la poudre d'aluminium au cours du processus de fabrication et attaquée (mordancée) à l'acide avec du HCl/H₂SO₄. Immédiatement avant l'implantation, l'implant est mouillé avec une solution d'hydroxyde de sodium, créant une superhydrophilie temporaire (TUGULU ET COLL. 2010). La surface de l'implant SLActive est sablée avec de la poudre d'aluminium, décapée à l'acide avec du HCl/H₂SO₄ et conservée jusqu'à l'implantation, après rinçage à l'azote, dans une solution de NaCl isotonique – ce qui lui confère une surface hydrophile (RUPP ET COLL. 2006) (fig. 2). Une autre technique utilisant le photo-conditionnement aux ultraviolets transforme une surface de titane hydrophobe en une surface de titane superhydrophile, avec des propriétés biologiques améliorées (OGAWA 2014). Pour une meilleure compréhension, le terme d'hydrophilie sera généralement utilisé par la suite.

Etat de la recherche in vitro sur les tissus durs

In vitro, les propriétés positives des surfaces hydrophiles ont été démontrées dans de nombreuses études. La mouillabilité des surfaces hydrophiles est améliorée (fig. 3), l'affinité des protéines pour ces surfaces augmente, de même que l'adhésion des

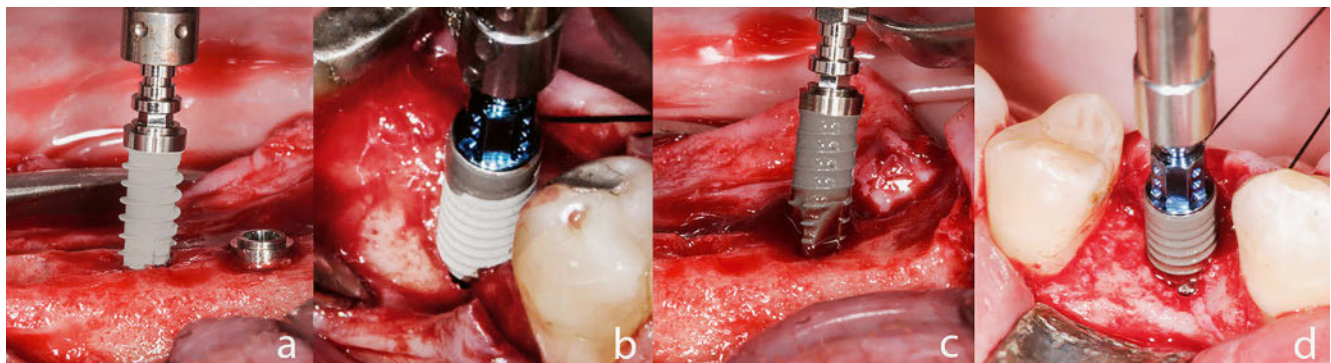


Fig. 2 Implants hydrophobes: élément Thommen SPI (a), Straumann SLA (b); implants hydrophiles: élément Thommen SPI conditionné avec des ions hydroxyde (c) et Straumann SLActive (d)

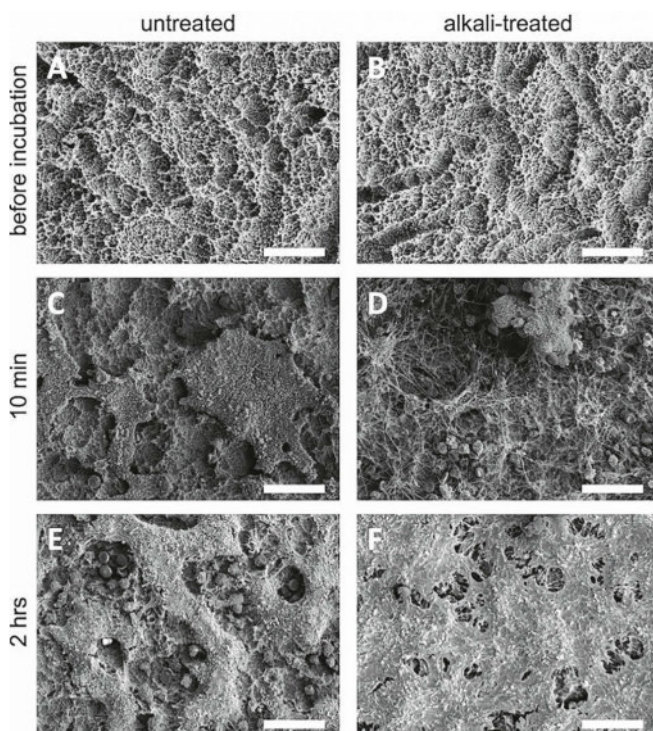


Fig. 3 Images MEB (microscopie électronique à balayage, pour Scanning Electron Microscopy en anglais) de surfaces de titane hydrophobes (A, C, E) et hydrophiles (B, D, F), avant et après incubation dans du sang humain entier pendant 10 min (C, D) et 2 h (E, F) à 37 °C et bar = 20 µm.

Source: MILLERET V, TUGULU S, SCHLOTTIG F, HALL H: Alkali treatment of microrough titanium surfaces affects macrophage/monocyte adhesion, platelet activation and architecture of blood clot formation. *Eur Cell Mater* 21: 430–444; discussion 444 (2011).

Avec l'aimable autorisation de Vincent Milleret

ostéoblastes (KLEIN ET COLL. 2013; LIU ET COLL. 2013). Les formes et fonctions des protéines sont préservées au contact des surfaces hydrophiles, alors que la dénaturation possible des protéines en contact avec des surfaces hydrophobes fait l'objet de discussions (TERHEYDEN ET COLL. 2012). La différenciation des ostéoblastes est significativement augmentée sur les surfaces hydrophiles, alors que la genèse des ostéoclastes est réduite, ce qui crée un micro-environnement ostéoprotecteur (MAMALIS ET COLL. 2011; BANG ET COLL. 2014). L'expression des cellules régulatrices de l'ostéogénèse est également augmentée (QU ET COLL. 2007).

Sur une surface implantaire hydrophile, le dépôt d'une matrice de fibrine et le nombre de thrombocytes qui s'y agglutinent sont significativement augmentés, ce qui aboutit à la formation de caillots sanguins plus volumineux, renforçant ainsi l'activation intrinsèque (de contact) de la cascade de la coagulation sanguine (MILLERET ET COLL. 2011; HONG ET COLL. 2013; KOPF ET COLL. 2015; BURKHARDT ET COLL. 2016). L'accroissement de la thrombogénicité peut favoriser l'ostéo-intégration et la croissance tissulaire.

Un effet pro-angiogénique et pro-ostéogénique de l'expression des gènes a été décrit en relation avec les surfaces hydrophiles sept jours après l'insertion de l'implant (DONOS ET COLL. 2011). Le phénotype indifférencié des cellules progénitrices endothéliales – qui peuvent produire un grand nombre de facteurs de croissance favorisant la néovascularisation – est influencé dans un sens pro-angiogénique par les surfaces implantaires hydrophiles (ZIEBART ET COLL. 2013). L'amélioration de l'angiogénèse favorise l'ostéo-intégration des implants.

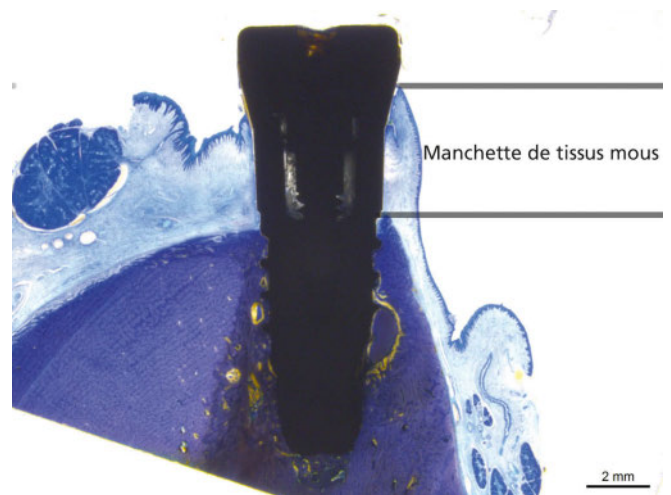


Fig. 4 Coupe histologique fine (300 µm) de cochon nain à travers un implant ostéo-intégré, montrant la manchette de tissus mous

Image: PD Dr Stefan Stübinger et coll., Musculoskeletal Research Unit, Zurich

Les surfaces hydrophiles et microrugueuses des implants en titane ont un effet immunostimulant sur les macrophages humains et induisent en outre une régulation négative significative de l'expression de cytokines pro-inflammatoires, ce qui peut expliquer l'amélioration de la réparation tissulaire (HAMLET ET COLL. 2012; ALFARSI ET COLL. 2014).

Etat de la recherche in vitro sur les tissus mous

Outre l'interaction avec l'os, la recherche actuelle étudie également le comportement des tissus mous sur les surfaces implantaires (fig. 4, 5).

L'hydrophilie influence la zone de contact de l'épithélium autour de l'implant. La prolifération, l'expansion et le mouvement des cellules épithéliales sont renforcés sur les surfaces hydrophiles. Contrairement aux ostéoblastes, les cellules épithéliales préfèrent les surfaces lisses, par ex. dans la région transgingivale (AN ET COLL. 2012). La cicatrisation dans cette région est influencée positivement par l'hydrophilie des surfaces de titane polies. Le nombre de cellules en contact avec la surface est augmenté et la réaction inflammatoire est diminuée (KLOSS ET COLL. 2011). Si l'on considère les structures transgingivales, le biofilm joue un rôle important. La formation du biofilm sur les surfaces hydrophiles en titane et en titane-zirconium est significativement plus lente et moins prononcée, au cours des premières heures, par rapport aux surfaces hydrophobes – ce qui pourrait être un avantage pour la guérison transgingivale initiale (JOHN ET COLL. 2015; JOHN ET COLL. 2016). Mais au-delà de 14 heures après l'intervention, il n'est plus possible de constater une différence (FROJD ET COLL. 2011). Schmidlin et coll. ont montré que la rugosité de la surface plutôt que l'hydrophilie joue un rôle dans la phase initiale de la formation du biofilm (SCHMIDLIN ET COLL. 2013).

Etat de la recherche in vivo

A cet égard, la situation de la recherche préclinique in vivo n'est pas tout à fait aussi claire. En termes d'ostéointégration, un avantage a été mis en évidence en phase de guérison précoce. Buser et coll. ont montré après deux à quatre semaines un contact os-implant (COI, ou *bone-implant contact*, BIC) accru pour une surface d'implant hydrophile, comparativement à une

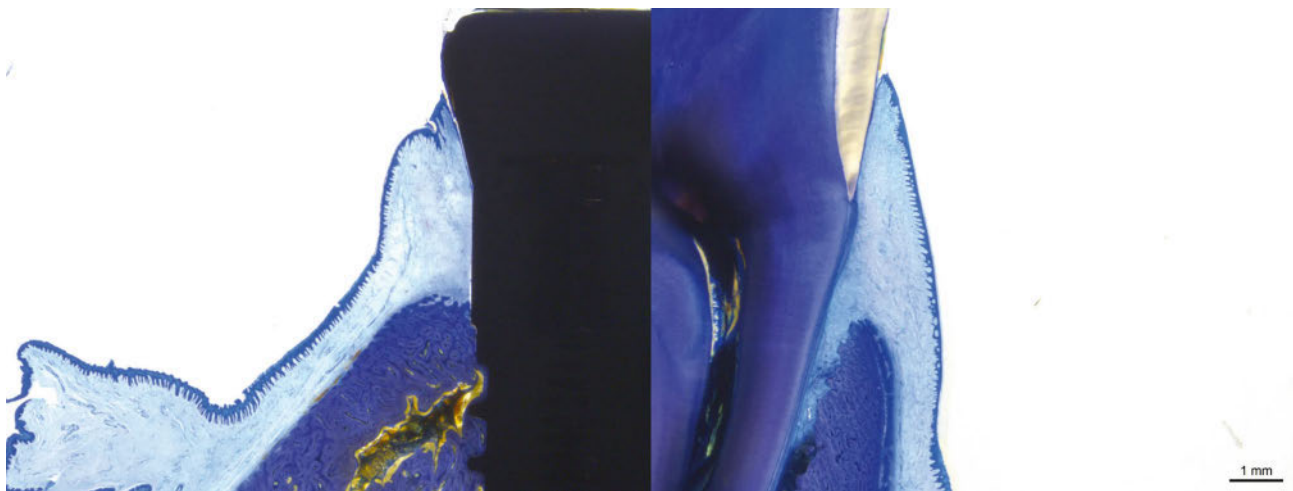


Fig. 5 Profils de sortie de la dent et de l'implant; coupe histologique fine (300 µm), cochon nain
Image: PD Dr Stefan Stübinger et coll., Musculoskeletal Research Unit, Zurich

surface d'implant identique mais sans propriétés hydrophiles. Cette différence n'était plus détectable après huit semaines (BUSER ET COLL. 2004). De même, une augmentation statistiquement significative de la valeur du couple (ou moment) de torsion d'enlèvement a été mesurée pendant la phase de cicatrisation précoce, comparativement aux surfaces d'implants hydrophobes (FERGUSON ET COLL. 2006). Calvo-Guirado et coll. ont montré dans des cas d'implants immédiats un contact os-implant (COI) augmenté avec moins de résorption osseuse crestale, même après douze semaines, comparativement aux surfaces implantaire hydrophobes (CALVO-GUIRADO ET COLL. 2010). De nombreuses études ont montré, au cours de la phase de guérison précoce, des données significatives ou des tendances suggérant un effet positif des surfaces hydrophiles (STADLINGER ET COLL. 2009; STADLINGER ET COLL. 2012; BONFANTE ET COLL. 2013; VASAK ET COLL. 2014). Plusieurs études cliniques concluent que la mise en charge précoce d'implants à surfaces hydrophiles est une option thérapeutique sûre et prévisible (HINKLE ET COLL. 2014; HICKLIN ET COLL. 2016), même dans l'os faiblement minéralisé (D3 et D4) (HELD ET COLL. 2013). Il a été montré que la réponse des tissus durs et mous aux surfaces hydrophiles est augmentée au cours des six à huit premières semaines de la phase de guérison précoce, après quoi aucune différence significative n'est observée (WENNERBERG ET COLL. 2011).

Deux ans après insertion d'un implant dans la région maxillaire postérieure chez des patients ayant une hauteur osseuse résiduelle de 4,5 mm, il n'y avait pas de différence significative entre les implants hydrophobes de 11–12,5 mm de long avec élévation sinusale latérale et les implants hydrophiles de 6,5 mm de long avec élévation sinusale par voie crestale (YU ET COLL. 2016).

Dans des essais cliniques à long terme, un taux élevé de succès de la mise en charge précoce d'implants hydrophiles en titane a été démontré – même après plusieurs années (BORNSTEIN ET COLL. 2010; NICOLAU ET COLL. 2013). Dans une étude rétrospec-

tive réalisée par Le Gac & Grunder, un taux d'échec précoce significativement plus élevé des implants hydrophobes comparativement aux implants hydrophiles a été mis en évidence après six ans chez 1063 patients avec 2918 implants (LE GAC & GRUNDER 2015).

Groupes à risque

Chez des patients irradiés, il n'a été observé aucune différence significative entre les surfaces implantaire hydrophobes et hydrophiles, après un à cinq ans, dans un modèle sur bouche divisée (*split-mouth model*). Les taux de survie à douze mois, trois ans et cinq ans des implants hydrophobes ont été de 92, 80 et 75,8%, et respectivement, pour les implants hydrophiles, de 94,2, 78,8 et 74,4% (HEBERER ET COLL. 2011; NACK ET COLL. 2015). De même, il n'y a pas eu de différence significative après 2 à 16 semaines chez des patients avec un diabète insuffisamment contrôlé, mais le taux de succès clinique de 98% a été considéré comme bon (KHANDELWAL ET COLL. 2013). Par contre, dans le modèle animal du diabète, un contact os-implant (COI) significativement plus élevé a été mis en évidence après 90 jours de cicatrisation (SCHLEGEL ET COLL. 2013). Dans le modèle animal ostéoporotique, la surface implantaire hydrophile a amélioré l'ostéointégration; cet effet peut être inhibé sous traitement par les bisphosphonates (MARDAS ET COLL. 2011).

Résumé

Dans les études in vitro, les surfaces implantaire hydrophiles présentent diverses propriétés positives au cours de la phase d'ostéo-intégration précoce, avec des différences initiales significatives par rapport aux surfaces hydrophobes. Des études cliniques actuelles évaluent dans quelle mesure ces qualités permettent d'obtenir une insertion sûre de l'implant avec une ostéointégration accélérée, autorisant une mise en charge précoce dans les régions osseuses de qualité réduite.